



Universidade de Aveiro

Departamento de Ciências Médicas

2016

Mónica

Carvalho

**Ajuste da tensão no tubo baseado
em medidas antropométricas do
tórax em exames de angiografia
coronária por TCMD**

**Mónica
Carvalho**

**Ajuste da tensão no tubo baseado
em medidas antropometricas do
tórax em exames de angiografia
coronária por TCMD**

Relatório de Estágio apresentado à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Tecnologias da Imagem Médica, realizada sob a orientação científica do Prof. Dr. Augusto Silva do Departamento de Eletrónica, Telecomunicações e Informática (DETI) da Universidade de Aveiro

O Júri

Presidente	Professora Doutora Sílvia de Francesco, Professora Adjunta, Universidade de Aveiro
Arguente Principal	Doutor Luís Jorge Oliveira Carrasco Lança, Professor Adjunto, Escola Superior de Tecnologia de Saúde de Lisboa
Vogal - Orientador	Professor Doutor Augusto Marques Ferreira da Silva, Professor Auxiliar, Universidade de Aveiro

Agradecimentos

Ao Prof. Augusto Silva pela disponibilidade, orientação e permanente apoio na realização deste projeto.

À Dra. Jennifer Mancio pela exaustiva análise dos resultados e pela cuidadosa revisão.

A todos os Colegas do centro Hospitalar de Vila Nova de Gaia, especialmente o Tec. de Radiologia Wilson Ferreira, Dr. Nuno Ferreira e a Dra. Rita Faria pelo esforço e compreensão durante este período, que para eles representou uma considerável sobrecarga de trabalho.

Ao Dr. Vasco Gama pelo exemplo e inspiração que é, que nos incentiva a procurar sempre mais e melhor.

À minha família que me deram força e alento para seguir o caminho quando os dias eram mais difíceis.

Palavras-chave

Angiografia coronária, medidas antropométricas do tórax, qualidade de Imagem, tomografia computadorizada

Resumo

Introdução

A redução da tensão no tubo permite diminuir a dose de radiação numa angiografia coronária, quando aplicada nos indivíduos selecionados, sem que a qualidade da imagem fique comprometida, sendo recomendado que essa decisão seja tomada com base no IMC. O objetivo deste trabalho é verificar se alguma das medidas antropométricas do tórax (área, perímetro e diâmetro) são mais adequadas que o IMC no ajuste na tensão no tubo.

Métodos

Foram incluídos 401 pacientes (265 realizados a 100 kV e 136 a 120 kV), que realizaram angiografia coronária para exclusão de doença coronária. Em todos os exames foi avaliada a qualidade de imagem medindo-se o SNR e o CNR. Nos exames realizados a 100 kV foi medida a área, o perímetro e o diâmetro torácicos na série de *calcium scoring*, numa imagem axial ao nível da bifurcação da artéria pulmonar.

Resultados

Verificou-se que as medidas torácicas avaliadas se correlacionam com o peso, a altura, o IMC, o SNR e o CNR. O maior diâmetro e a excentricidade (razão entre o maior e o menor diâmetro) do tórax são os parâmetros, independentemente do peso e do IMC, que melhor se associam com o SNR e o CNR. Existem diferenças significativas entre a morfologia do tórax feminino e masculino, sendo o tórax masculino mais excêntrico que o feminino (0.66 ± 0.08 vs. 0.7 ± 0.09 , $p=0.001$, respetivamente).

Conclusão

Independentemente do sexo, a excentricidade torácica é o parâmetro mais adequado para basear a escolha da tensão no tubo.

Keywords

Coronary angiography, anthropometric measurements of the thorax, image quality, computed tomography,

Abstract

Introduction

The tube voltage reduction allows a decrease in radiation dose during tomographic coronary angiography without compromising the image quality. So far, in practice the common recommendation for tube voltage reduction is based on the patient body mass index (BMI). This paper's goal is to verify if some of the thorax anthropometrics measurements (area, perimeter and diameter) are more reliable indicators than BMI in the adjustment the of the tube voltage.

Methods

The dataset included 401 patients (265 performed 100 kV and 136 performed 120kV), that had undergone coronary angiography for coronary artery disease exclusion. In all the exams image quality was quantitatively evaluated by measuring the SNR and CNR. In all exams acquired at 100 kV from the *calcium scoring* series a reference axial image at pulmonary arteria bifurcation level was chosen in order to obtain the area, perimeter and diameter of the thorax.

Results

A strong correlation between the thoracic measures and weight, height, BMI, SNR, CNR was observed. The thorax major diameter and eccentricity (major diameter/minor diameter) are the parameters, independently of weight and BMI, that best association with SNR and CNR. Relevant differences between feminine and masculine thorax morphology are observed, being the masculine thorax more eccentric than feminine (0.66 ± 0.08 vs. 0.7 ± 0.09 , $p=0.001$, respectively).

Conclusion

No matter the gender, the thoracic eccentricity is the most suitable parameter to determine the tube voltage reduction.

Índice

Agradecimentos	iv
Resumo.....	v
Abstract	vi
Índice	vii
1. Introdução.....	1
1.1. Enquadramento.....	1
1.2. Problema	3
1.3. Objetivo	3
1.4 Organização do trabalho	3
2. Estado da arte	5
2.1. Tomografia Computorizada.....	5
2.2. Angiografia Coronária por Tomografia Computorizada Multidetectores	6
2.3. Protocolo dum exame ACTC.....	9
2.3.1. Localizador.....	9
2.3.2. Calcium scoring.....	10
2.3.3. Angiografia Coronária.....	11
2.4. Dose de radiação e medidas	11
2.5. Estratégias de redução de dose	13
2.5.1. Extensão da aquisição	13
2.5.2. Corrente e ajuste da corrente no tubo segundo a anatomia.....	13
2.5.3. Helicoidal vs. Sequencial	14
2.5.4. Tensão no tubo.....	15
3. Material e métodos.....	17
3.1. População	17
3.2. Equipamento e características do exame	17
3.3. Recolha de dados	18
3.4. Análise Estatística	20

4. Resultados.....	22
5. Discussão.....	29
6. Limitações	33
7. Conclusão	34
8. Bibliografia	35

Índice de figuras

Figura 1 – Valores de atenuação típicos para várias estruturas do corpo medidas em unidades Hounsfield.....	5
Figura 2 — Exames de ACTC.....	7
Figura 3 - Modo de aquisição retrospectivo	8
Figura 4 - Modo de aquisição prospetivo	9
Figura 5 – Localizador com a <i>range</i> da aquisição de CaSc	10
Figura 6 – Calculo do <i>calcium score</i>	10
Figura 7 - Localizador com a range de aquisição ACTC.....	14
Figura 8 - ROI medidos no lúmen da coronária direita e do tronco comum	18
Figura 9 - Medidas recolhidas no tórax com os valores do diâmetro máximo, do perímetro e da área	19
Figura 10 -Imagens com diâmetro lateral semelhante, mas com diferentes diâmetros ântero-posteriores.....	29
Figura 11 - Os exames têm SNR e CNR semelhantes apesar dos diâmetros longitudinais serem diferentes	31
Figura 12 - Diferença entre o tórax feminino tórax masculino.....	32

Índice de tabelas

Tabela 1 – Dose efetiva de diversos exames imagiológicos (17)	13
Tabela 2 - Características demográficas, clínicas, antropométricas e do tórax distribuídas de acordo com a quilovoltagem do exame	22
Tabela 3 - Correlação (r) da área, perímetro e diâmetros do tórax com as medidas antropométricas clássicas, de acordo com o género.	23
Tabela 4 - Associação do SNR com as medidas antropométricas e com as medidas do tórax determinada pelo método regressão linear univariável.	24
Tabela 5 - Associação do CNR com as medidas antropométricas e com as medidas do tórax determinada pelo método regressão linear univariável.	25
Tabela 6 - Associação do SNR com as medidas do tórax ajustadas para as medidas antropométricas pelo método de regressão linear multivariada.....	26
Tabela 7 - Associação do CNR com as medidas do tórax ajustadas para as medidas antropométricas pelo método de regressão linear multivariada.....	27
Tabela 8 - Regressão linear multivariável para a associação da excentricidade com o CNR e SNR ajustando para o peso e/ou altura e IMC	28

Siglas e abreviaturas

ACTC - Angiografia coronária por tomografia computadorizada multidetectores

ALARA - *As Low As Reasonably Achievable*

ASC – Área de superfície corporal

CNR - Relação contraste ruído

CTDI - Índice dose em tomografia computadorizada

CTDI_{vol} - Índice dose em tomografia computadorizada volumétrico

CTDI_w - Índice dose em tomografia computadorizada ponderado

DLP - Produto comprimento dose

DP – Desvio Padrão

ECG - Traçado eletrocardiográfico

HTA – Hipertensão arterial

IMC - Índice de massa corporal

IS - Intensidade do sinal

kV - Quilovolt

mA - Miliampere

mAs - Miliampere segundo

RI – Ruído da imagem

SNR - Relação sinal ruído

TC - Tomografia computadorizada

TCMD – Tomografia computadorizada multidetectores

UH - Unidades Hounsfield

1. Introdução

1.1. Enquadramento

A doença coronária é uma das principais causas de mortalidade e morbilidade nos países desenvolvidos, é por isso expectável que sejam feitos grandes esforços na sua deteção e prevenção, de forma a evitar o enfarte agudo do miocárdio e insuficiência cardíaca. O diagnóstico precoce da doença coronária é fundamental na prevenção do enfarte agudo e de insuficiência cardíaca sendo atualmente os meios imagiológicos de diagnóstico essenciais para o seu estabelecimento (1).

Atualmente o exame *gold standard* no estudo de doença coronária é a angiografia coronária invasiva. No entanto, cerca de 40% destes exames não têm doença coronária significativa. A angiografia coronária por tomografia computadorizada multidetectores (ACTC) tem a capacidade de estabelecer o mesmo diagnóstico de forma não invasiva (2,3).

Na última década a evolução tecnológica lançou equipamentos de Tomografia Computorizada (TC) com melhorias na resolução espacial, resolução temporal e cobertura volumétrica. No contexto da imagiologia cardíaca, o recurso alargado à ACTC pode associar-se à introdução de equipamento de 64 detetores a que se seguiram os equipamentos *dual-source*, os helicoidais com elevado *pitch* e detetores de ampla cobertura. Todos estes avanços permitiram que a técnica se afirmasse como uma alternativa à angiografia coronária invasiva. Uma meta-análise de 27 estudos de ACTC revelou sensibilidade de 94%, especificidade de 83%, valor preditivo positivo de 48% e valor preditivo negativo de 99%, confirmando-o como um método bastante útil na exclusão da doença coronária em doentes selecionados (4).

A confiança que a técnica conquistou conduziu ao aumento do volume de exames realizados evitando-se assim os riscos de um procedimento invasivo. Apesar desta vantagem, o risco por uma neoplasia radio-induzida não é

desprezável existindo por isso a preocupação em minimizar a dose de radiação em cada exame (5). Nesse sentido são vários os estudos que demonstraram que a adoção de determinadas práticas permitem reduzir a dose de radiação mantendo a qualidade do exame tendo sempre presente o princípio ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*).

As principais recomendações passam pela escolha da aquisição em modo prospectivo em detrimento do modo retrospectivo se o ritmo e a frequência cardíaca permitirem, limitar a aquisição à anatomia em estudo, optar por modulação da corrente segundo o traçado Eletrocardiográfico nos exames helicoidais e redução da tensão no tubo de 120 para 100 kV quando o paciente tem um índice de massa corporal (IMC) inferior a 30 kg/m², exceto se o peso for superior a 90 kg (6–8).

O IMC condiciona a escolha de um parâmetro que influencia a qualidade de imagem e a dose de radiação do exame, mas pesar e medir o paciente antes de realizar o exame nem sempre é prático na rotina diária. Talvez por isso, existam centros que optaram por questionar o paciente da sua altura e peso (9,10). Contudo o peso e a altura citados pelo paciente podem não ser corretos e indicarem um IMC superior ou inferior ao real.

Se por um lado o IMC calculado poderá não ser o verdadeiro, por outro lado nem sempre reflete a composição corporal. São vários os estudos que demonstram que apesar de existir uma forte correlação entre ambos nem sempre os indivíduos com excesso de gordura corporal têm um IMC > 30 (11,12).

Várias medidas antropométricas do tórax têm sido propostas como alternativa ao IMC na decisão do ajuste da tensão no tubo. Ghoshhajra et al propõem-se avaliar se a área, a circunferência e a atenuação torácicas são melhores preditores para o ajuste da tensão no tubo que o IMC. Menke et al concluem que o peso e a circunferência corporal podem substituir o ajuste automático da corrente no tubo. Já Lu et al afirmam que a circunferência torácica pode ser usada para adaptar a tensão e a corrente no tubo no controle da dose individual de radiação, sem prejuízo da qualidade da imagem e aumento do ruído (9,10,13).

As medidas torácicas irão por isso permitir escolher com menos condicionantes a tensão no tubo a utilizar no exame não havendo necessidade de recorrer a aquisições extra porque as medidas são recolhidas nas próprias aquisições necessárias ao exame.

1.2. Problema

Existirá alguma medida antropométrica do tórax, baseada em imagem, que possa substituir o IMC para a escolha da tensão no tubo a utilizar na aquisição da angiografia coronária?

1.3. Objetivo

O objetivo deste estudo é verificar se alguma medida antropométrica feita em imagens do tórax será indicador mais fiável para o ajuste da tensão no tubo do que o IMC. Para tal será avaliada a qualidade das imagens, sendo medidos e calculados a intensidade do sinal, o ruído na imagem, a relação sinal ruído e a relação contraste ruído. Serão também medidos o maior diâmetro, o perímetro e a área na zona mais larga do tórax nas aquisições sem contraste de *calcium scoring*, nos exames em que a ACTC foi realizada a 100kV, com o objetivo de encontrar um limiar de decisão para a escolha da tensão no tubo, tal como existe atualmente com o IMC.

1.4 Organização do trabalho

Os conteúdos deste trabalho encontram-se organizados da seguinte forma: No Estado da Arte, serão explicados sucintamente os principais fundamentos tecnológicos da TC, as etapas de um exame de ACTC, as medidas e as doses de radiação, e por fim as estratégias de redução de dose

Nos Materiais e Métodos, será exposto como foram tratados e recolhidos os dados utilizados neste trabalho com ênfase nas escolhas da análise estatística. Nos Resultados são apresentadas as correlações das medidas recolhidas com os

parâmetros de qualidade avaliados. O capítulo da discussão é dedicado à análise dos resultados e à procura de explicações para as evidências de correlação obtidas.

Por fim, na conclusão expõe-se as principais conclusões do trabalho e as limitações, fazendo-se também sugestões para trabalhos futuros.

2. Estado da arte

2.1. Tomografia Computorizada

A introdução da TC como método de diagnóstico médico na década de 70 do século passado revolucionou toda a medicina e principalmente a Imagiologia. Com a introdução da tecnologia helicoidal no princípio dos anos 1990 e posteriormente de tecnologia multidetector no final dos anos 1990 tornou-se possível cobrir uma grande região anatómica em apenas uma apneia e com resolução longitudinal isotrópica(2).

A TC permite a aquisição de imagens axiais do objeto estudado, onde os diferentes órgãos e tecidos são visualizados sem sobreposição das estruturas adjacentes. As sucessivas secções que definem o volume em estudo são atravessadas por vários feixes colimados de raio-X originando projecções segundo múltiplas direcções. Estas projecções são lidas tipicamente por um arco de detetores e constituem o conjunto de dados a partir dos quais as imagens

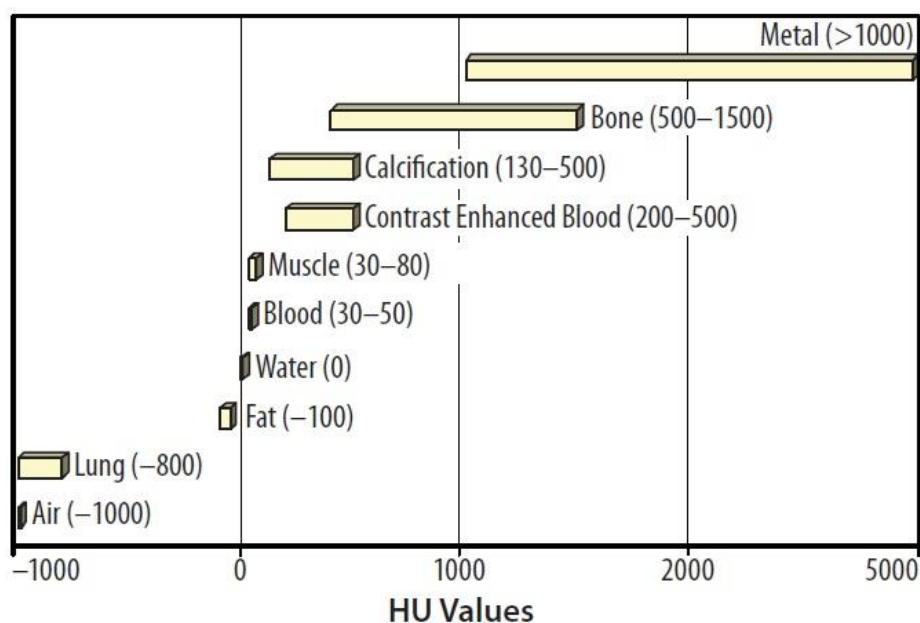


Figura 1 – Valores de atenuação típicos para várias estruturas do corpo medidas em unidades Hounsfield. Adaptado de (2).

seccionais são subsequentemente reconstruídas. O processo computacional de reconstrução é atualmente complexo mas na maioria das vezes decorre ainda do algoritmo seminal da retro projecção filtrada(14)

O excelente contraste que genericamente caracteriza a TC advém em primeiro lugar de estarmos a ver secções em que os efeitos de estruturas justapostas ou subpostas são praticamente eliminados e depois, tal como outras modalidades de imagem baseadas em raios-x, a energia que emerge dos tecidos depende do princípio físico da absorção diferencial dos tecidos. Estas diferenças de absorção devem-se à forma como os diferentes tecidos absorvem a energia, sendo os tecidos mais densos como o osso muito absorventes e por isso pouca radiação o atravessa, já o parênquima pulmonar tem uma grande percentagem de ar na sua composição é um tecido com uma densidade muito menor que o osso absorvendo por isso menos energia (2). A maior ou menor deteção dos fótons irá formar uma imagem distribuída numa escala de cinzentos, medidas em Unidades Hounsfield (UH). O osso irá ter UH superiores a 500 e na imagem irá surgir mais branco, enquanto que o parênquima pulmonar na imagem será visualizado com uma cor mais próxima do preto e as UH variam entre -800 e -1000, como se pode ver na figura 1 (2).

2.2. Angiografia Coronária por Tomografia Computorizada Multidetores

A ACTC é um método com elevada resolução espacial que permite avaliar a anatomia coronária de forma não invasiva. Através da administração de contraste numa veia periférica são visualizados o lúmen e a parede arterial, podendo-se excluir com elevada acuidade doença coronária (15). A imagem cardíaca sempre representou um desafio ao desenvolvimento dos equipamentos de TC. Para que a imagem tenha qualidade é necessário não só elevada resolução espacial e de contraste, mas também com elevada resolução temporal, isto porque as artérias coronárias estão localizadas junto ao músculo cardíaco que contrai e relaxa durante o ciclo cardíaco. Para que este movimento constante não provoque artefactos na imagem é fundamental que durante a

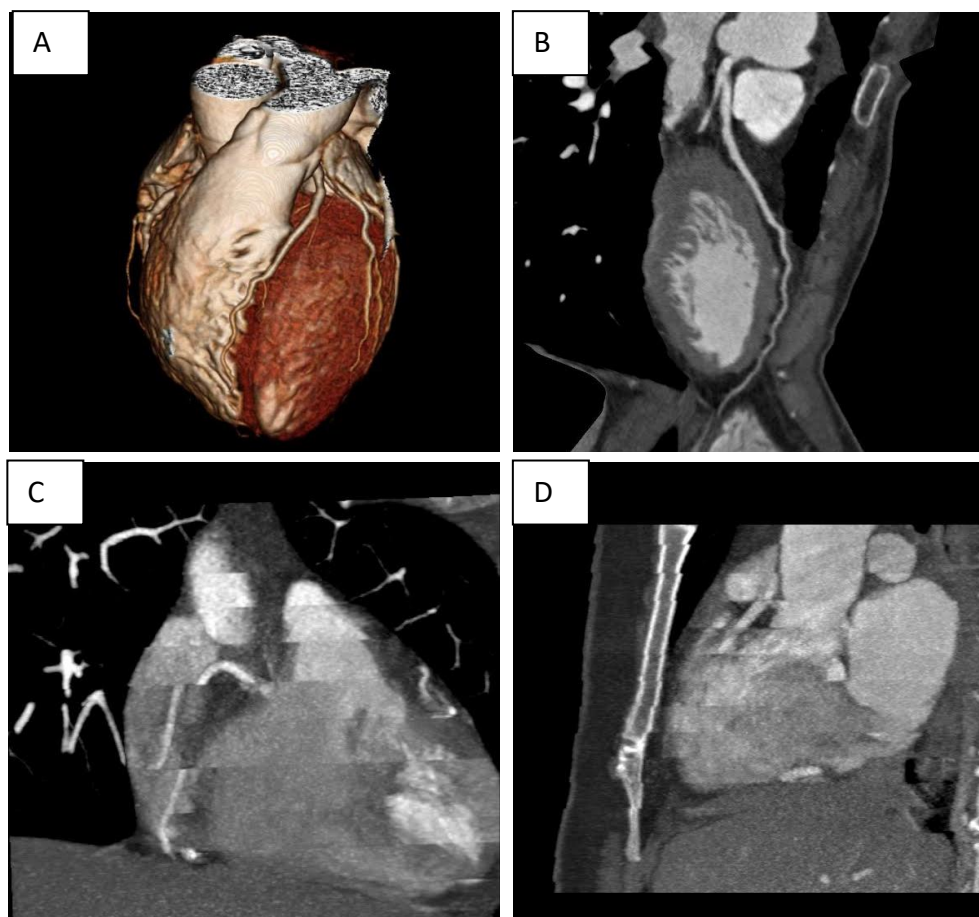


Figura 2 -- Exames de ACTC. As imagens A e B estão livres de artefactos. A imagem C tem artefactos devido á frequência cardíaca elevada. Na imagem D os artefactos devem a movimentos respiratórios durante o exame.

aquisição da imagem seja também registado o traçado eletrocardiográfico (ECG), sendo este procedimento designado por *gating* cardíaco (6,16). A correlação temporal entre o ECG e a aquisição tomográfica permite referenciar temporalmente os dados projetivos e consequentemente reconstruir secções em janelas temporais bem definidas. Existem dois modos de aquisição de imagens com movimento cardíaco: o modo retrospectivo e o modo prospectivo. No primeiro caso, tem-se a aquisição em modo helicoidal com a emissão contínua de radiação e simultaneamente o movimento da mesa fazendo-se paralelamente o registo do traçado ECG. Posteriormente, a informação é reconstruída com dados recolhidos pelos detetores no momento registado pelo ECG, permitindo desta forma reconstruir imagens temporalmente associadas à da sístole e à diástole, como pode ser visto na figura 3. Por a informação ser reconstruída após a aquisição este método é denominado por aquisição retrospectiva (6,16).

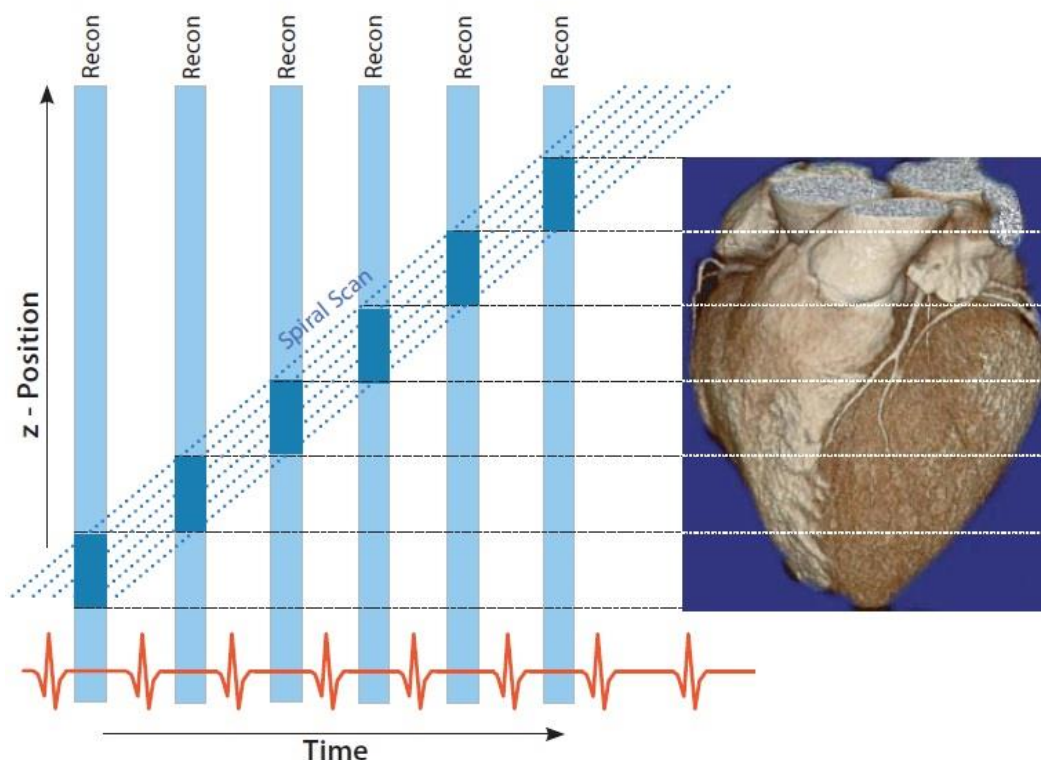


Figura 3 - Modo de aquisição retrospectivo: emissão de radiação sincronizada com o movimento contínuo da mesa. Adaptado de (2)

No segundo caso, a aquisição processa-se de forma sequencial. Durante a emissão de radiação não existe movimento da mesa, como se representa na figura 4. Quando a emissão de radiação cessa a mesa desloca-se para uma posição contígua à adquirida anteriormente para que toda a anatomia seja adquirida nos vários disparos. Quando este modo é utilizado para a aquisição de imagens cardíacas, a emissão de radiação é feita apenas numa pequena fase do ciclo cardíaco, geralmente a diástole, porque é aí que existe menor probabilidade de existirem artefactos devidos ao movimento e do exame ter maior qualidade. O segmento do intervalo R-R escolhido é predeterminado antes da aquisição iniciar, podendo esta aquisição também ser denominada por modo prospectivo (2).

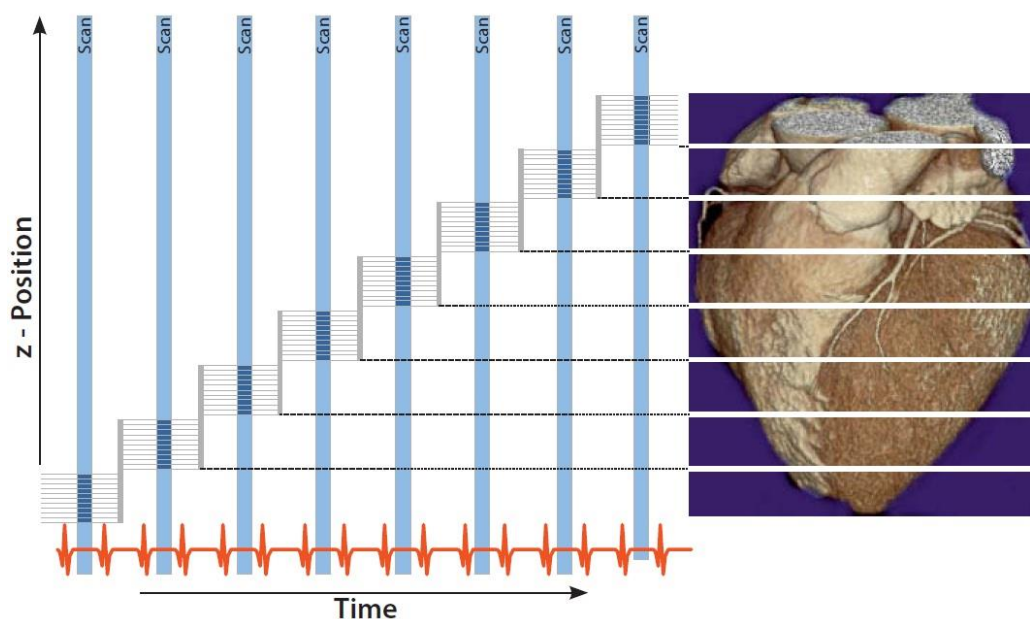


Figura 4 - Modo de aquisição prospectivo: o exame é adquirido em 16 ciclos cardíacos, havendo apenas emissão de radiação na diástole. Num batimento é adquirida uma parte do volume em estudo, no batimento seguinte dá-se o avanço da mesa para a posição contígua à aquisição anterior, existindo no batimento seguinte novamente emissão de radiação, repetindo-se esta sequência até que todo o volume seja adquirido. Adaptado de (2).

2.3. Protocolo dum exame ACTC

2.3.1. Localizador

Um estudo de ACTC inicia-se pela aquisição de uma imagem que nos dá uma vista ântero-posterior da topografia do tórax, e que servirá para programar todo o estudo. Dependendo do equipamento poderá ter diferentes nomes tais com topograma, scout, etc. A sua extensão será desde as clavículas até as cúpulas diafragmáticas (16).



Figura 5 – Localizador com a *range* da aquisição de CaSc, sendo o limite superior a carina e o limite inferior o ápex cardíaco.

2.3.2. Calcium scoring

O passo seguinte é uma aquisição para a detecção de calcificação coronária, o *calcium scoring*. Esta aquisição não requer contraste endovenoso, é realizada com *gating* cardíaco e deverá ser utilizado o modo de aquisição prospectivo. Como se pode ver na figura 5 a *range* deste estudo vai desde a divisão da traqueia até à silhueta do ápex cardíaco e a aquisição deve ser feita com uma tensão no tubo de 120 kV. Esta aquisição dá informação sobre a extensão de calcificação coronária, permitindo também orientar os próximos passos do

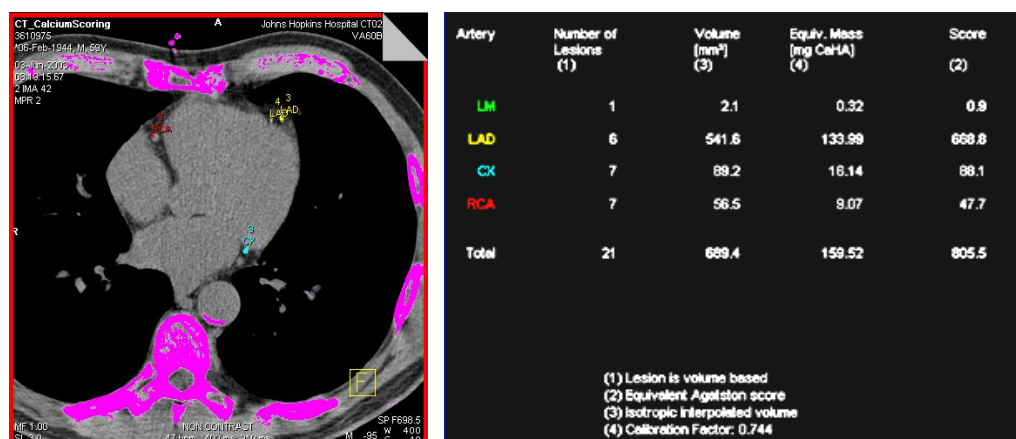


Figura 6 – Cálculo do *calcium score* – assinalam-se todas as lesões calcificadas em imagem axiais, que somadas irão dar um score por vaso e total, como o apresentado na tabela.

exame, possibilitando definir um limite superior e inferior da aquisição seguinte, diminuindo dessa forma a exposição à radiação

A decisão de realizar angiografia coronária com um valor elevado de *Calcium Scoring* é controversa. A extensa calcificação arterial pode impedir a correta avaliação do lúmen arterial porque as placas de cálcio atenuam o sinal originando artefactos na imagem, condicionando por isso o diagnóstico. A calcificação arterial é um indicador de aterosclerose, sendo por isso provável que pacientes com uma elevada calcificação coronária tenham doença coronária significativa. Por estes motivos vários centros optam por não realizar angiografia coronária em pacientes com *Calcium Scoring* superior a 400 de *Agatston Scoring* (6,16).

2.3.3. Angiografia Coronária

A última fase do exame, a angiografia coronária, é realizada com administração de contraste endovenoso e a aquisição é sincronizada com o ECG. São várias as recomendações para a realização desta aquisição, variando com o equipamento onde é realizada e com o tamanho do paciente, existindo sempre o compromisso entre a qualidade de imagem e a dose de radiação. Nos próximos pontos serão abordados os parâmetros a ajustar e os diferentes modos de aquisição a seleccionar quando se realiza a aquisição para avaliação da anatomia coronária de forma a obter exames com a qualidade diagnóstica necessária, evitando expor o paciente a radiação desnecessária.

2.4. Dose de radiação e medidas

Um parâmetro fundamental de avaliação de dose em TC é o Índice Dose em TC (CTDI). O CTDI expressa a dose média absorvida no eixo longitudinal na aquisição de uma imagem tomográfica. O CTDI é medido numa câmara de ionização de 100 mm (CTDI₁₀₀), colocado num fantoma convencionalmente designado por plexiglass de 16 ou 32 cm de diâmetro. Os valores medidos à periferia e no interior do fantoma serão utilizados para o cálculo do CTDI

ponderado ($CTDI_w$), sendo feita uma média com ponderação de 1/3 do valor medido no interior e de 2/3 do valor medido à periferia (6).

Para determinar a dose específica de um exame de TC, é importante ter em conta se existe ou não sobreposição entre as contínuas rotações. O parâmetro que tem em consideração este facto é o CTDI volumétrico ($CTDI_{vol}$), sendo obtido pela divisão $CTDI_w$ pelo *pitch* (avanço da mesa / (espessura de corte × numero de detetores)). Em exames cardíacos, dada a necessidade de termos elevada resolução espacial e preferencialmente isotrópica é necessário utilizar um *pitch* reduzido, normalmente entre 0.2 e 0.3, conduzindo por isso a $CTDI_w$ elevados. Este valor é disponibilizado automaticamente na consola de TC, podendo ser utilizado para comparar a dose de radiação de diferentes protocolos. A unidade que expressa o CTDI, o $CTDI_{100}$ e o $CTDI_{vol}$ é mGy (6).

O $CTDI_{vol}$ não varia com a extensão da aquisição, não refletindo por isso a dose total que o paciente foi sujeito. O parâmetro que tem em conta a distância no eixo do Z é o produto comprimento dose (DLP), que resulta da multiplicação do $CTDI_{vol}$ pelo comprimento da aquisição. A unidade que expressa o DLP é mGy.cm (6).

A dose absorvida, que em TC é indiretamente medida, é a quantidade de energia absorvida pelos vários tecidos do corpo. Para demonstrar risco estimado de exposição à radiação é utilizado o conceito de dose efetiva. A dose efetiva é um parâmetro de dose que expressa a diferente radiosensibilidade dos vários tecidos do corpo. Em exames cardíacos apesar do CTDI ser elevado a dose efetiva é próxima a outros TC de corpo, porque a extensão de aquisição é limitada não sendo superior a 14 cm. A dose efetiva é calculada multiplicando o DLP por um fator de ponderação (k) que varia conforme o tecido irradiado. Para os exames torácicos k tem o valor de 0,014, sendo o mSv a unidade utilizada para expressar a dose efetiva (6).

Tabela 1 – Dose efetiva de diversos exames imagiológicos (17)

Exame	Dose efetiva estimada (mSv)
Raio-X do tórax (PA e lateral)	0.1
Mamografia	3
Cateterismo cardíaco de diagnóstico	7
Angioplastia coronária	15
ACCT retrospectiva sem modulação de corrente	15
ACCT prospectiva	3-6
SPECT em <i>stress</i> e repouso com ^{99m} tecnécio	8.6
PET em <i>stress</i> e repouso com ⁸² rubidium	3.7
PET com FDG	6.4

PA – pósterio-anterior

SPECT – single photon emission computed tomography

PET – positron emission tomography

FDG – fluorodeoxyglucose

2.5. Estratégias de redução de dose

2.5.1. Extensão da aquisição

A exposição à radiação é diretamente proporcional à extensão da aquisição ou a cobertura do eixo Z, sendo por isso importante definir o limite superior e inferior da aquisição. Esta delimitação pode ser feita por referências anatómicas do localizador inicial, como a divisão da traqueia como limite superior, e a silhueta do ápex cardíaco como limite inferior; ou de forma mais precisa utilizar a aquisição *calcium scoring* para visualizar onde começam e terminam as estruturas de interesse e limitar a aquisição a esses níveis, como é exemplificado na figura 7 (6,16).

2.5.2. Corrente e ajuste da corrente no tubo segundo a anatomia

A corrente no tubo é o número de elétrons que são acelerados no tubo de raio x e é expresso em miliamperes (mA), sendo mais usual utilizar o produto da corrente no tubo pelo tempo sendo expresso em mA segundo (mAs).

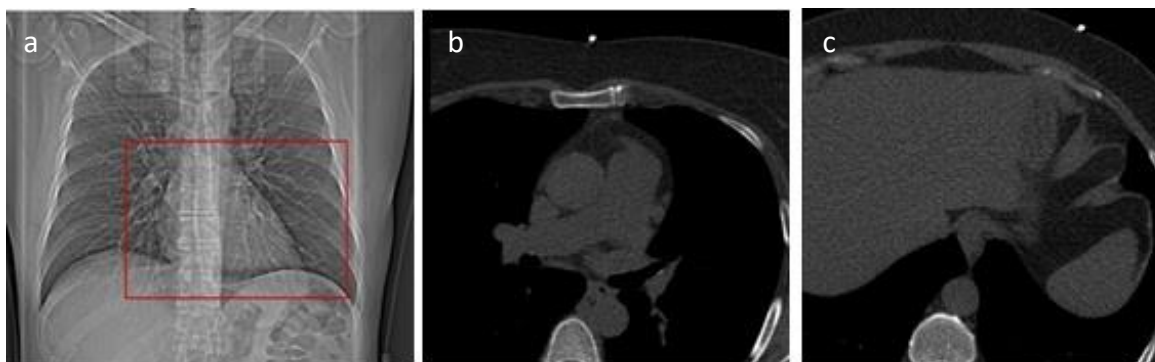


Figura 7 - Localizador com a range de aquisição ACTC (a). O limite superior pode ser definido pelas referências anatômicas do localizador, como a carina, ou utilizando a aquisição de calcium scoring e para delimitar a origem das artérias coronárias (b). Do mesmo modo é possível delimitar inferiormente a range utilizando as referências anatômicas do localizador ou a aquisição do *calcium scoring* para onde termina o coração (c).

Os exames cardíacos necessitam de imagens com grande definição sendo por isso necessário um elevado débito de fótons num curto período de tempo, sendo um dos principais parâmetros para a diminuição do ruído na imagem. Como se sabe a exposição à radiação aumenta linearmente com o aumento da corrente no tubo. Por exemplo, quando todos os outros parâmetros se mantêm iguais a diminuição de 20% da corrente no tubo resulta na redução de 20% na dose de radiação. Este parâmetro deve ser ajustado à morfologia do paciente, devendo assim ser individualmente planeado para minimizar os riscos de exposição excessiva (6,16).

Existe uma alternativa ao ajuste pré-definido da corrente no tubo, o ajuste da corrente do tubo baseado na anatomia. A corrente no tubo pode ser modulada automaticamente ao longo do eixo z durante a aquisição, com base na atenuação registada no localizador. A adoção desta medida em TC torácicos reduz a dose de radiação em 20%, mas quando utilizado em exames com *gating* cardíaco poderá condicionar a qualidade das imagens, por isso esta técnica só deve ser utilizada em exames torácicos não cardíacos (18).

2.5.3. Helicoidal vs. Sequencial

Exames prospetivos com qualidade diagnóstica tornaram-se cada vez comuns com o desenvolvimento dos equipamentos, essencialmente devido à

diminuição do tempo de rotação da *gantry*, ao aumento do número de detetores ou a sistemas de dupla ampola tornou. A escolha deste modo de aquisição pode conduzir a uma redução de dose de radiação de 70% em relação à aquisição retrospectiva. No entanto os pacientes devem ser muito bem selecionados. Comparado com o modo retrospectivo este é mais suscetível a artefactos de movimento devido à frequência cardíaca, por isso é recomendado que para paciente com frequência cardíaca superior a 65 batimentos por minuto ou ritmos cardíacos irregulares não seja realizado o exame com esta técnica (6,16).

A aquisição helicoidal é mais robusta e menos sujeita a artefactos de movimento e por isso tem sido a técnica mais utilizada para a realização de angiografia coronária. Para além da vantagem referida anteriormente, este modo de aquisição permite ter informação da função cardíaca e avaliação valvular, isto porque são adquiridas imagens tanto na sístole como na diástole. As imagens podem ter maior ou menor qualidade em todas as fases do ciclo cardíaco dependendo se existe ou não modulação de corrente segundo o ECG. Se for utilizada modulação de corrente segundo o ECG será aplicada a energia máxima apenas nas fases do ciclo cardíaco seleccionadas, nas restantes fases a corrente aplicada é reduzida para 20% dos valores de referência. Se a indicação do exame é a exclusão de doença coronária, é possível obter imagens livres de artefactos dando a dose máxima apenas na diástole conseguindo-se desta forma reduzir a dose de radiação do exame em 40% (6,16).

2.5.4. Tensão no tubo

A tensão no tubo é a diferença de potencial aplicada no tubo de raio X que acelera os eletrões do cátodo para o ânodo induzindo após a colisão com este a produção radiação X. A tensão no tubo é expressa em quilovolts (kV) e determina o espectro de energias que integram o feixe de raios-X (6).

A escolha de tensão no tubo (habitualmente assume os valores de 80, 100, 120 e 140 kV) influencia fortemente a dose de radiação, sendo esta aproximadamente proporcional ao quadrado da tensão no tubo. Por exemplo

quando a tensão no tubo diminui de 120 para 100 kV estima-se uma redução de 31% da dose de radiação. A consequência desta redução é a diminuição do poder de penetração induzindo por isso aumento do ruído nas imagens inerente ao débito fotónico emergente mais reduzido (6,16).

A tensão no tubo deve ser ajustada à morfologia do paciente para evitar por um lado a sobre-exposição à radiação e por outro lado um exame com baixa qualidade. Inicialmente era recomendado que todas as ACTC fossem realizadas a 120 kV, mas numerosas publicações vieram mostrar a não inferioridade de exames adquiridos a 100 kV em pacientes com IMC > 30 ou peso > 90 Kg (6,16).

3. Material e métodos

3.1. População

Foram analisados retrospectivamente todos os estudos ACTC realizados entre 01-06-2014 e 30-06-2015, no serviço de cardiologia do centro Hospitalar de Vila Nova de Gaia/Espinho, incluíram-se todos os estudos que tinham as aquisições de *Calcium Scoring* e da angiografia coronária. Neste período foram realizados 452 exames e destes foram excluídos 51: 28 porque tinham a frequência cardíaca elevada (superior a 70 batimentos por minuto) ou ritmo irregular, 6 por artefactos de respiração e 17 porque o FOV não incluía todo o tórax.

3.2. Equipamento e características do exame

Todos os exames foram realizados num equipamento de TC Multidetectores (*Somaton Sensation Cardiac 64, Siemens™, Forchheim, Alemanha*).

A aquisição de *Calcium Scoring* é realizada com sincronização cardíaca, numa aquisição prospetiva, limitada à fase diastólica e com avanço incremental. A corrente na ampola foi definida em 40 mAs, com 120 kV e tempo de rotação da ampola 330 ms. As imagens foram reconstruídas com uma espessura de corte de 3 mm e incremento de 3 mm.

A angiografia coronária é adquirida com sincronização cardíaca, de forma helicoidal retrospectiva, com modulação de corrente segundo o ECG, com *pitch* de 0,2, colimação de 0,6 mm e tempo de rotação da ampola de 330 ms. As imagens foram reconstruídas com 0,6 mm de espessura e em várias fases do ciclo cardíaco (de 5 a 95% com incremento de 10%, acrescentando as fases de 60 e 70%). A todos os pacientes foi injetado produto de contraste Ultravist 370™, variando o fluxo entre 5 e 6,5 ml/s conforme o peso do paciente, e o volume varia de 60 a 100 ml dependendo do peso do paciente e do tempo previsto de aquisição, seguido de uma injeção bifásica de 50% de soro fisiológico e 50% de

produto de contraste com 30 ml de solução e por fim 20 ml de soro fisiológico. Utilizou-se a técnica de disparo automático acima de 150 UH com a detecção de contraste na aorta ascendente.

3.3. Recolha de dados

Todas as imagens foram observadas na estação de trabalho da Terarecon (*Aquarius Intuition, versão 4.4.11, TeraRecon, Inc, Foster City, Estados Unidos da América*) e foi avaliada de forma quantitativa a qualidade de todos os exames realizados e recolhidas as medidas antropométricas das ACTC realizadas a 100 kV.

A qualidade global deste exame deve-se a vários fatores nomeadamente a colaboração do paciente (se cumpre ou não a apneia), se a frequência cardíaca é ou não regular, se os parâmetros de exposição foram os adequados, entre outros. Se fosse realizada uma avaliação qualitativa por observadores, esta iria refletir todos estes parâmetros e não apenas o que está em estudo. Quando a

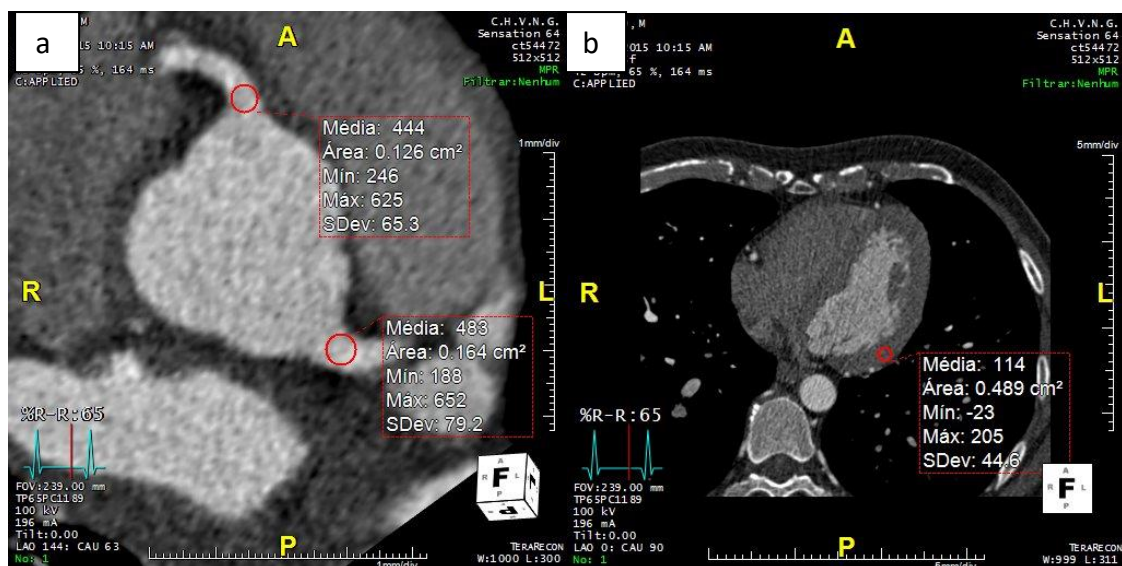


Figura 8 - ROI medidos no lúmen da coronária direita e do tronco comum (a) e na parede lateral do ventrículo esquerdo (b), para o cálculo da intensidade do sinal, do ruído na imagem, da relação sinal ruído e da relação contraste ruído

tensão no tubo não é a adequada o resultado serão imagens com mais ruído, sendo a forma mais correta de avaliar a imagem a utilização de métodos quantitativos.

As imagens de angiografia coronária serão avaliadas quantitativamente tal como sugerido por Hausleiter et al(8), sendo medidos e calculados a intensidade do sinal (IS), o ruído na imagem (RI), a relação sinal ruído (SNR) e a relação contraste ruído (CNR). A IS será a média das UH de 2 regiões de interesse medidas no lúmen das origens da coronária direita e do tronco comum. O ruído na imagem será a média dos desvios padrão (DP) das UH medidas nas 2 regiões de interesse. A SNR será calculada através da média das UH da coronária direita e do tronco comum a dividir pelo ruído na imagem. A CNR será a diferença entre a média das UH das 2 regiões de interesse medidas e as UH de uma região de

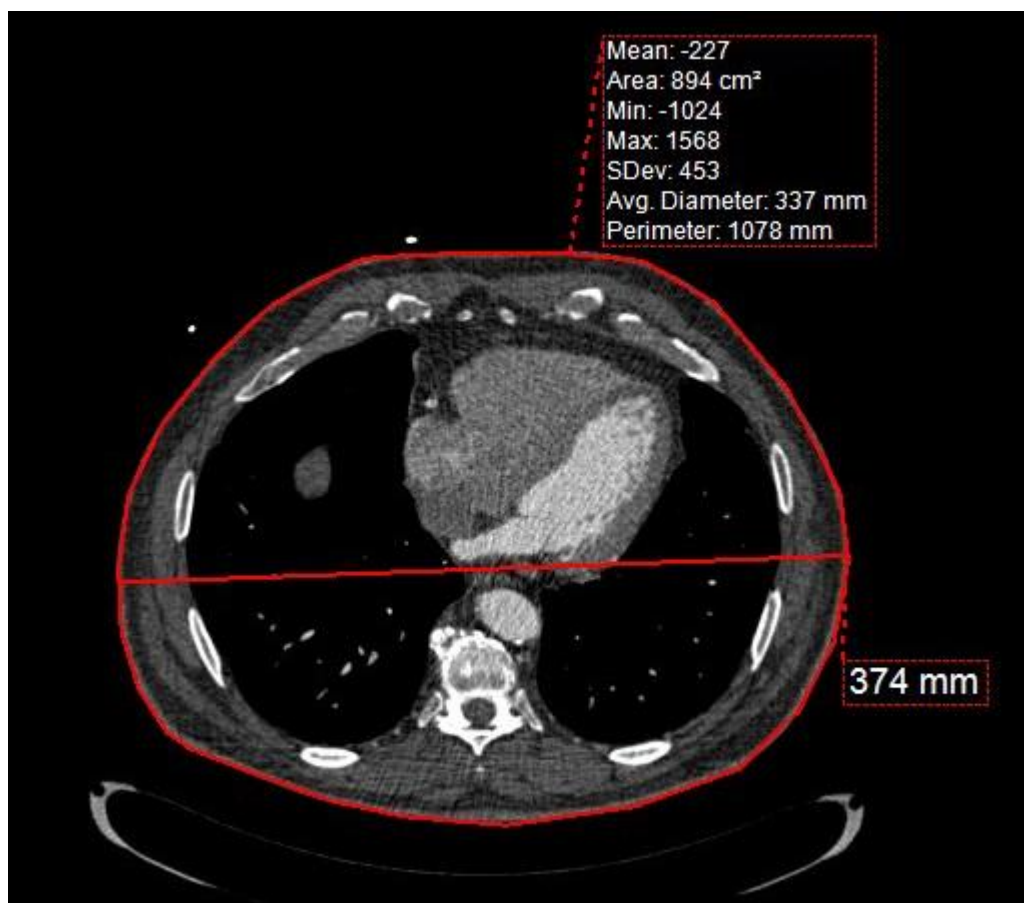


Figura 9 - Medidas recolhidas no tórax com os valores do diâmetro máximo, do perímetro e da área. As medidas são obtidas recorrendo às ferramentas de manipulação da imagem da estação de trabalho

interesse na parede lateral do ventrículo esquerdo, a dividir pelo ruído na imagem (8). As medidas são recolhidas na fase 65% do ciclo cardíaco .

As formulas para o cálculo dos parametros de qualidade são as seguintes:

$$IS = \frac{IS \text{ tronco comum} + IS \text{ coronária direita}}{2}$$

$$RI = \frac{DP \text{ tronco comum} + DP \text{ coronária direita}}{2}$$

$$SNR = \frac{IS}{RI}$$

$$CNR = \frac{IS}{IS \text{ ventriculo esquerdo}}$$

Os dados antropométricos medidos foram o diâmetro máximo, o perímetro e a área do tórax na série adquirida sem contraste, o *calcium scoring*, em todos os exames ACTC adquiridos a 100 kV. As medidas foram feitas em imagens axiais, ao nível da bifurcação da artéria pulmonar, idealmente onde FOV estivesse incluísse todo o tórax. Quando tal não se verificou, estimaram-se os limites do tórax quando a anatomia abrangida no FOV assim o permitisse. Se a reconstrução fosse limitada à silhueta cardíaca, não era possível estimar os limites torácicos, excluindo-se por isso esse exame. O diâmetro menor foi calculado segundo a fórmula $d = (A/(\pi \times D/2)) \times 2$, onde d é o diâmetro menor, A a área e D o maior diâmetro

O IMC foi calculado segundo a formula $Peso/altura^2$ e a área de superfície corporal e a área de superfície corporal (ASC) segundo o método de Mosteller, $\sqrt{altura \times peso/60}$.

3.4. Análise Estatística

As variáveis contínuas foram descritas usando a média e desvio padrão se a sua distribuição for normal ou usando a mediana e o percentil 25 e 75 no caso da distribuição não ser normal. A normalidade da distribuição foi avaliada através da análise do histograma e da curva de distribuição de probabilidades em conjugação com o Teste de Normalidade Kolmogorov-Smirnov. A comparação entre variáveis contínuas com distribuição normal foi efectuada usando o Teste-t student se a distribuição fosse normal e o Teste de Man-Whitney para uma

comparação entre variáveis com distribuição não normal. As variáveis categóricas foram descritas usando frequências absolutas e relativas (percentagem) e comparadas entre si usando o Teste do Qui-Quadrado.

Para avaliarmos se as medidas antropométricas clássicas (i.e. peso, altura, IMC e ASC) podem ser confundidores da associação do CNR e SNR com as medidas do tórax (i.e. área, perímetro, maior e menor diâmetros), determinamos os coeficientes de correlação de Pearson para a associação linear entre a área, perímetro e diâmetros do tórax com o peso, altura, IMC e ASC. Usamos o método de regressão linear univariável para determinar a associação do SNR e do CNR com o peso, altura, IMC, ASC e com medidas do tórax e foram testados modelos de regressão linear multivariável ajustando para o peso (Modelo 1), altura (Modelo 2), IMC (Modelo 3), e para peso e altura (Modelo 4) com o objectivo de avaliar a associação independente do SNR e do CNR com as medidas do tórax.

O nível significância estatística usado foi $p < 0.05$ (erro tipo I = 5%) e o software usado foi o IBM SPSS Statistics for Windows, Version 22.0. Armonk, NY: IBM Corp (2013).

4. Resultados

Foram incluídos 401 exames de tomografia computadorizada cardíaca, 265 realizados com 100 kV. A tabela 2 mostra as características demográficas, clínicas e antropométricas dos doentes examinados. Destaca-se a maior frequência de fatores de risco cardiovascular no grupo adquiridos com 120 kV, nomeadamente maior peso (86.0 ± 12.9 Kg vs 70.9 ± 11.8 Kg, $p < 0.0001$) e maior IMC (31.5 ± 4.2 kg/m² vs 26.1 ± 3.3 kg/m², $p < 0.0001$). O SNR médio não foi diferente entre os grupos, mas o CNR médio foi significativamente maior nos exames efetuados a 100 kV. Nos exames a 100 kV, as regiões torácicas mediam em média 720.6 ± 99.7 cm² de área, 1004.1 ± 68.0 mm de perímetro e 368.9 ± 36.5 mm de maior diâmetro e 248.5 ± 23.0 de menor diâmetro.

Tabela 2 - Características demográficas, clínicas, antropométricas e do tórax distribuídas de acordo com a quilovoltagem do exame

	kV		p-value
	100, n= 265	120, n= 136	
Idade, média \pm DP	53.7 ± 11.0	58.1 ± 9.2	<0.0001
Homens, n (%)	141 (53.2)	69 (50.7)	0.639
HTA, n (%)	107 (40.4)	92(67.6)	<0.0001
Dislipidemia, n (%)	108 (40.7)	75 (55.1)	0.006
Tabagismo, n (%)	69 (26.0)	30 (22.1)	0.382
Diabetes mellitus, n (%)	24 (9.1)	26(19.1)	0.004
História familiar, n (%)	38 (14.3)	16 (11.8)	0.475
Peso (Kg), média \pm DP	70.9 ± 11.8	86.0 ± 12.9	<0,0001
Altura (mm), média \pm DP	164.5 ± 9.6	165.3 ± 9.2	0.417
IMC, média \pm DP	26.1 ± 3.3	31.5 ± 4.2	<0.0001
ASC, média \pm DP	1.8 ± 0.3	1.8 ± 0.2	0.366
Área(cm ²) , média \pm DP	720.6 ± 99.7		
Perímetro (mm), média \pm DP	1004.1 ± 68.0		
Maior diâmetro (mm), média \pm DP	368.9 ± 36.5		
Menor diâmetro(mm), média \pm DP	248.5 ± 23.0		
SNR, média \pm DP	7.6 ± 2.0	7.4 ± 2.2	0.406
CNR, média \pm DP	4.7 ± 1.1	4.3 ± 8.6	<0.001

DP- desvio padrão

HTA- hipertensão arterial

IMC- índice de massa corporal

ASC – área de superfície corporal

SNR – relação sinal ruído

CNR – relação contraste ruído

Inicialmente foi avaliada a correlação da área, perímetro e diâmetros do tórax com o peso, altura, IMC e ASC nos homens e mulheres, respetivamente (tabela 3). Verificou-se que independentemente do género, a área, perímetro e diâmetros do tórax correlacionaram-se positivamente com o peso e o IMC. A força desta correlação foi maior entre o perímetro e o peso nos homens e entre a área e o peso nas mulheres. Verificou-se uma correlação significativa, embora mais fraca, entre a altura e a área, perímetro e diâmetro maior do tórax nos homens, no entanto não houve correlação nas mulheres. Nenhuma das medidas do tórax se correlacionou com a Área de Superfície Corporal (ASC).

Tabela 3 - Correlação (r) da área, perímetro e diâmetros do tórax com as medidas antropométricas clássicas, de acordo com o género.

Homens								
	Peso		Altura		IMC		ASC	
	Correlação	p	Correlação	p	Correlação	p	Correlação	p
Área	0.833	<0.0001	0.334	<0.0001	0.734	<0.0001	-0.018	0.869
Perímetro	0.855	<0.0001	0.370	<0.0001	0.737	<0.0001	0.000	0.999
Maior diâmetro	0.710	<0.0001	0.437	<0.0001	0.521	<0.0001	0.008	0.941
Menor diâmetro	0.510	<0.0001	0.066	0.447	0.548	<0.0001	-0.030	0.777

Mulheres								
	Peso		Altura		IMC		ASC	
	Correlação	P	Correlação	P	Correlação	P	Correlação	P
Área	0.807	<0.0001	0.129	0.157	0.790	<0.0001	-0.011	0.924
Perímetro	0.772	<0.0001	0.103	0.206	0.772	<0.0001	-0.004	0.975
Maior diâmetro	0.589	<0.0001	0.077	0.401	0.587	<0.0001	-0.274	0.015
Menor diâmetro	0.533	<0.0001	0.131	0.152	0.493	<0.0001	0.241	0.034

IMC- índice de massa corporal
ASC – área de superfície corporal

Posteriormente foi testada a associação do SNR e CNR com as medidas antropométricas do tórax, pelo método de regressão linear univariável com o intervalo de confiança de 95%, para homens e mulheres.

Desta avaliação verificou-se que o SNR diminuiu significativamente com o aumento do peso, IMC, área, perímetro e diâmetro maior do tórax tanto nos homens como nas mulheres. Não se verificou associação entre a altura, ASC e o diâmetro menor do tórax e o SNR em ambos os géneros (Tabela 4).

Já com o CNR verificaram-se diferenças entre os géneros. Nos homens (Tabela 5 - Homens), o CNR diminuiu com o aumento da altura, peso e maior diâmetro do tórax; não se verificou variação significativa do CNR com o IMC e ASC, e com a área, perímetro e menor diâmetro do tórax. Nas mulheres (Tabela 5 - mulheres), o CNR diminuiu significativamente com o aumento do peso e IMC e não variou com a altura, ASC, área, perímetro e diâmetros do tórax.

Tabela 4 -Associação do SNR com as medidas antropométricas e com as medidas do tórax determinada pelo método regressão linear univariável.

Homens			
	B	95% ci	p value
Altura	-0.040	-0.084; 0.004	0.076
Peso	-0.059	-0.083; -0.034	<0.0001
IMC	-0.182	-0.265; -0.099	<0.0001
ASC	0.575	-0.574; 1.724	0.324
Área	-0.007	-0.011; -0.003	0.001
Perímetro	-0.013	-0.019; -0.006	<0.0001
Maior diâmetro	-0.026	-0.040; -0.013	<0.0001
Menor diâmetro	-0.010	-0.027; 0.007	0.249

Mulheres			
	B	95% ci	p value
Altura	-0.024	-0.064; 0.015	0.228
Peso	-0.045	-0.062; -0.028	<0.0001
IMC	-0.121	-0.169; -0.074	<0.0001
ASC	-1.085	-2.813; 0.644	0.216
Área	-0.005	-0.008; -0.002	<0.0001
Perímetro	-0.008	-0.011; -0.004	<0.0001
Maior diâmetro	-0.013	-0.020; -0.006	<0.0001
Menor diâmetro	-0.006	-0.018; 0.006	0.342

IMC- índice de massa corporal

ASC – área de superfície corporal

SNR – relação sinal ruído

95% CI – intervalo de confiança a 95%

Tabela 5 - Associação do CNR com as medidas antropométricas e com as medidas do tórax determinada pelo método regressão linear univariável.

Homens			
	B	95% ci	p value
Altura	-0.032	-0.049; -0.015	<0.0001
Peso	-0.014	-0.024; -0.004	0.007
IMC	-0.012	-0.047; 0.023	0.498
ASC	0.131	-0.333; 0.595	0.578
Área	-0.001	-0.003; 0.001	0.390
Perímetro	-0.002	-0.004; 0.001	0.197
Maior diâmetro	-0.008	-0.014	-0.002
Menor diâmetro	0.005	-0.002; 0.012	0.152

Mulheres			
	B	95% ci	p value
Altura	-0.009	-0.036; 0.018	0.499
Peso	-0.013	-0.025; -0.001	0.041
IMC	-0.034	-0.067; 0.000	0.048
BSA	0.069	-0.988; 1.127	0.897
Área	0.000	-0.003; 0.002	0.782
Perímetro	0.000	-0.003; 0.003	0.949
Maior diâmetro	0.001	-0.005; 0.006	0.822
Menor diâmetro	-0.003	-0.013; 0.007	0.558

IMC- índice de massa corporal

ASC – área de superfície corporal

CNR – relação contraste ruído

95% CI – intervalo de confiança a 95%

Atendendo que as medidas antropométricas clássicas (i.e. peso, altura, IMC, ASC) se associam tanto à área, perímetro e maior diâmetro do tórax como ao SNR e CNR, decidimos avaliar a associação das medidas do tórax com o SNR e CNR independentemente do peso (Modelo 1), da altura (Modelo 2), do IMC (Modelo 3) e do peso e da altura (Modelo 4). Os modelos de regressão linear multivariável estão apresentados nas tabelas 6 e 7.

Na tabela 6 estão apresentados os coeficientes beta para a associação entre o SNR e a área, perímetro e diâmetros do tórax, ajustando para o peso e/ou altura e para o IMC nos homens e nas mulheres, respetivamente. Em ambos os géneros, as medidas do tórax associaram-se ao SNR independentemente da altura; mas a área, perímetro e diâmetro menor não se associaram ao SNR, após ajustamento para o peso e altura e para o IMC. Nos homens, diâmetro maior manteve-se associado inversamente ao SNR, verificando-se que, para o mesmo

peso e altura, o aumento de 10 mm do maior diâmetro do tórax traduziu-se numa diminuição de 17% SNR.

Na tabela 7 estão apresentados os coeficientes beta para a associação entre o CNR e a área, perímetro e diâmetros do tórax, ajustando para o peso e/ou altura e para o IMC nos homens e nas mulheres, respetivamente. Nas mulheres, nenhuma das medidas do tórax se associou independentemente ao CNR. Nos homens, o maior diâmetro manteve-se inversamente associado ao CNR mesmo após ajustamento para o peso, altura e IMC, a associação do diâmetro menor com o CNR foi independente da altura e do IMC, e a associação do perímetro com o CNR foi independente do IMC.

Tabela 6 - Associação do SNR com as medidas do tórax ajustadas para as medidas antropométricas pelo método de regressão linear multivariada

Homens								
	Modelo 1 ⁽¹⁾		Modelo 2 ⁽²⁾		Modelo 3 ⁽³⁾		Modelo 4 ⁽⁴⁾	
	B	CI	B	CI	B	CI	B	CI
Área	0.002	-0.005; 0.010	0.007	-0.011; -0.002	-0.003	-0.009; 0.003	0.003	-0.005; 0.011
Perímetro	-5.10 ^{exp-5}	-0.012; 0.012	-0.012	-0.019; -0.005*	-0.008	-0.017; 0.002	0.001	-0.012; 0.013
Maior diâmetro	-0.008	-0.026; 0.011	-0.025	-0.041; -0.010*	-0.017	-	-0.008	-0.027; 0.011
Menor diâmetro	-0.099	-0.014; 0.059	-0.010	-0.028; 0.007	0.010	0.033; -0.002*	0.015	-0.005; 0.035

Mulheres								
	Modelo 1 ⁽¹⁾		Modelo 2 ⁽²⁾		Modelo 3 ⁽³⁾		Modelo 4 ⁽⁴⁾	
	B	CI	B	CI	B	CI	B	CI
Área	0.001	-0.004; 0.006	-0.005	-0.008; -0.002	0.000	-0.004; 0.005	0.002	-0.003; 0.007
Perímetro	-0.001	-0.007; 0.005	-0.007	-0.011; -0.003*	-0.002	-0.008; 0.004	0	-0.007; 0.006
Maior diâmetro	-0.005	-0.014; 0.004	-0.013	-0.020; -0.005*	-0.005	-0.014; 0.003	-0.004	-0.013; 0.005
Menor diâmetro	0.013	-0.001; 0.026	-0.005	-0.017; 0.008	0.010	-0.003; 0.024	0.014	0; 0.027

⁽¹⁾ Ajustado para o peso

⁽²⁾ Ajustado para a altura

⁽³⁾ Ajustado para o IMC

⁽⁴⁾ Ajustado para o peso e a altura

Tabela 7 - Associação do CNR com as medidas do tórax ajustadas para as medidas antropométricas pelo método de regressão linear multivariada

Homens								
	Modelo 1 ⁽¹⁾		Modelo 2 ⁽²⁾		Modelo 3 ⁽³⁾		Modelo 4 ⁽⁴⁾	
	B	CI	B	CI	B	CI	B	CI
Área	0.001	-0.002; 0.004	-9.2exp^-5	-0.002; 0.002	-0.003	-0.005; 0	0	-0.003; 0.003
Perímetro	-0.001	-0.006; 0.005	-0.001	-0.004; -0.002	-0.005	-0.009; -0.001*	-0.002	-0.007; 0.003
Maior diâmetro	-0.010	-0.018; -0.002*	-0.006	-0.012; 0.00	-0.012	-0.018; -0.005*	-0.009*	-0.017; 0.001
Menor diâmetro	0.010	0.002; 0.019	0.010	0.002; 0.019*	0.008	0; 0.017*	0.008	0.00; 0.017

Mulheres								
	Modelo 1 ⁽¹⁾		Modelo 2 ⁽²⁾		Modelo 3 ⁽³⁾		Modelo 4 ⁽⁴⁾	
	B	CI	B	CI	B	CI	B	CI
Área	-0.002	-0.006; 0.002	6.6exp^-5	-0.002; 0.002	-0.002	-0.006; 0.002	-0.002	-0.007; 0.002
Perímetro	-0.001	-0.006; 0.004	0.00	-0.003; 0.004	-0.001	-0.007; 0.004	-0.002	-0.007; 0.004
Maior diâmetro	0	-0.007; 0.008	0.001	-0.005; 0.007	0.00	-0.007; 0.008	6.64exp^-5	-0.007; 0.008
Menor diâmetro	-0.006	-0.017; 0.006	-0.006	-0.017; 0.006	-0.006	-0.018; 0.006	-0.006	-0.018; 0.006

⁽¹⁾ Ajustado para o peso

⁽²⁾ Ajustado para a altura

⁽³⁾ Ajustado para o IMC

⁽⁴⁾ Ajustado para o peso e a altura

A associação independente do diâmetro maior do tórax com o SNR e com o CNR, sugeriu-nos que a morfologia do tórax (i.e. a relação entre o diâmetro maior e menor) pudesse explicar as diferenças encontradas entre os homens e as mulheres. A razão entre o diâmetro maior e menor do tórax (excentricidade) foi significativamente menor nos homens quando comparado com a das mulheres (0.66 ± 0.08 vs 0.70 ± 0.09 , $p=0.001$, respetivamente), ou seja, nos homens a morfologia do tórax é predominantemente elipsoide e nas mulheres é circular.

Foi testada a associação entre a excentricidade do tórax com o CNR e SNR independentemente do peso e/ou altura e IMC (tabela 8). Nos homens, verificámos que quanto maior for o maior diâmetro em relação ao menor diâmetro (excentricidade) maior será o CNR, independentemente do peso, altura e IMC. Nas mulheres, quanto maior a excentricidade do tórax maior o SNR.

Tabela 8 - Regressão linear multivariável para a associação da excentricidade com o CNR e SNR ajustando para o peso e/ou altura e IMC

		Modelo 1 ⁽¹⁾		Modelo 2 ⁽²⁾		Modelo 3 ⁽³⁾		Modelo 4 ⁽⁴⁾	
		B	CI	B	CI	B	CI	B	CI
CNR	Homens	2.7	0.90;4.61*	2.45	0.45; 4.25*	2.82	0.94; 4.70*	2.36	0.45;4.27*
	Mulheres	-1.14	-3.74; 1.46	-1.19	-3.79; 1.41	-1.11	-3.72; 1.51	-1.09	-3.72;1.53
SNR	Homens	2.90	-1.48; 7.29	2.69	-2.12;7.50	4.43	-0.03; 8.89*	3.38	-1.13; 7.89
	Mulheres	3.75	0.76; 6.73*	4.39	1.19;7.60*	3.51	0.49; 6.52*	3.62	0.62; 6.62*

⁽¹⁾ Ajustado para o peso

⁽²⁾ Ajustado para a altura

⁽³⁾ Ajustado para o IMC

⁽⁴⁾ Ajustado para o peso e a altura

5. Discussão

Neste trabalho avaliámos a correlação entre as medidas do tórax obtidas por TC e as medidas antropométricas e determinámos a associação entre os parâmetros SNR e CNR e as medidas do tórax. Os principais resultados foram:

1 – As medidas do tórax estão correlacionadas com o peso, o IMC, o SNR e CNR

2 - Independentemente do peso e do IMC, o maior diâmetro do tórax associa-se tanto com o SNR como com o CNR

3 – A excentricidade do tórax esteve associada ao SNR e CNR independentemente do peso e do IMC

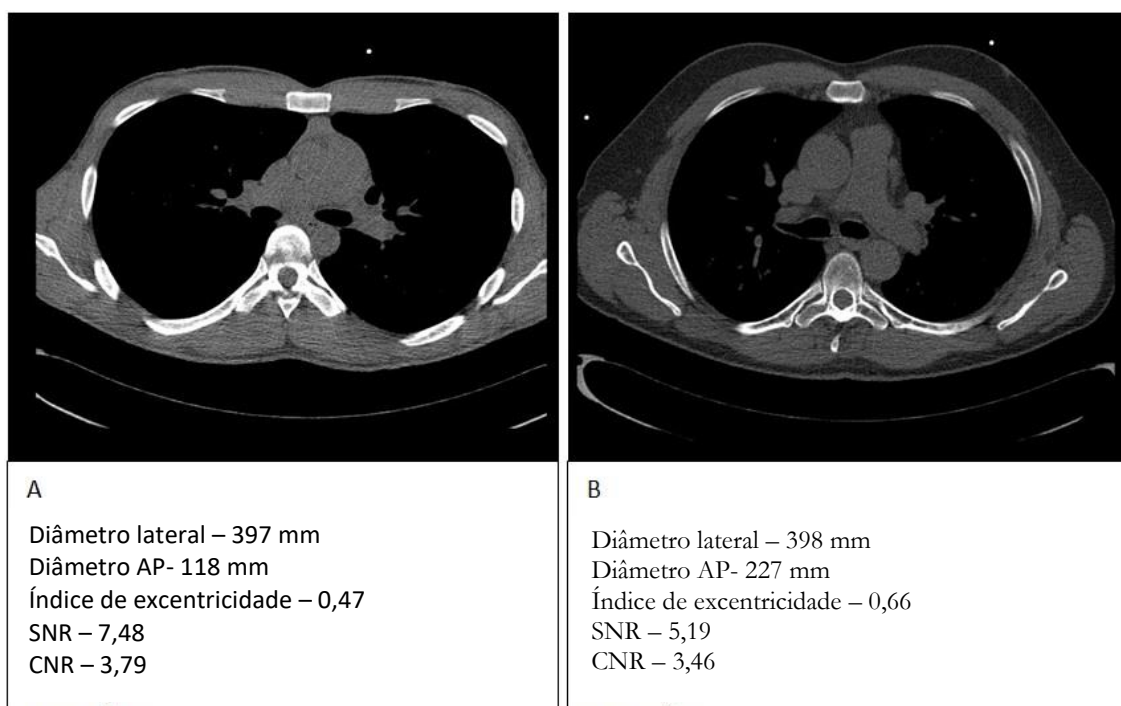


Figura 10 -Imagens com diâmetro lateral semelhante, mas com diferentes diâmetros ântero-posteriores. Na imagem A o diâmetro ântero-posterior é maior e o índice de excentricidade menor que na imagem B, o CNR e o SNR são menores. Para compensar a perda de sinal e de contraste, quanto maior for o diâmetro lateral do objeto (correspondente ao maior diâmetro) maior deve ser a energia utilizada; para objetos com valores semelhantes de diâmetro lateral a energia deve ser tanto maior quanto maior for o diâmetro ântero-posterior e o índice de excentricidade mais próximo de 1.

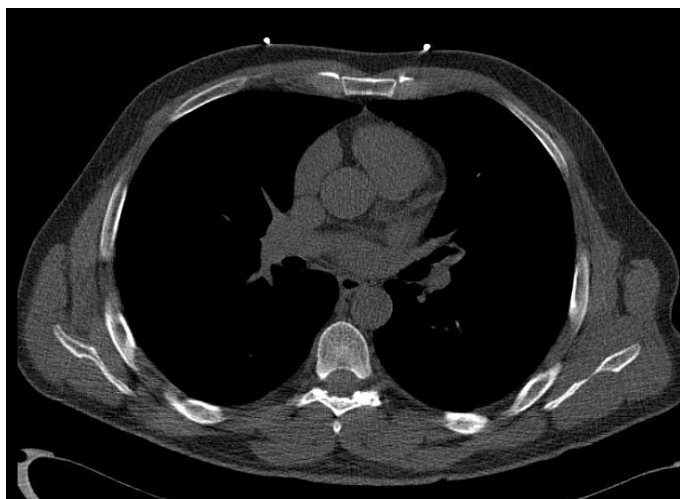
A correlação encontrada entre as medidas torácicas (recolhidas em imagens axiais ao nível da bifurcação da artéria pulmonar) e o IMC confirma que o perímetro, a área e o diâmetro do tórax obtidos a partir de uma imagem do tórax se associam a medidas de adiposidade global, sugerindo que, isoladamente ou combinado com o IMC, poderão ser indicadores da necessidade de ajustar a tensão no tubo, justificando-se por isso a sua utilização nos exames ACMD, sempre que tenha sido realizado o *Calcium Scoring*.

Os resultados obtidos confirmam que a dose efetiva pode diminuir se a tensão no tubo for reduzida de 120 para 100 kV, sem que haja prejuízo na qualidade da imagem (o SNR e o CNR não foram diferentes entre os grupos), com a vantagem do aumento do contraste na imagem (o CNR foi maior nos exames realizados a 100 Kv).

O contraste é uma medida diferencial e depende largamente da atenuação da radiação pelo efeito fotoelétrico. Sabe-se que este efeito tem uma dependência inversamente proporcional a E^3 . Assim qualquer procedimento que permita baixar a tensão no tubo e diminuir a energia efetiva do feixe contribuirá para um incremento das medidas de contraste.

Ghoshhajra et al (9) referem que a área do tórax é melhor preditor dos parâmetros dosimétricos em CT que o IMC. Outros autores (13,19) demonstraram que a dose de radiação poderá ser ajustada segundo o perímetro torácico. No entanto, o nosso estudo demonstrou que a medida que melhor se associou com os parâmetros de qualidade de imagem foi o diâmetro torácico.

Seria expectável que medidas bidimensionais, como a área, ou circunferenciais, como o perímetro, expressassem melhor a energia a utilizar no exame, e não o maior diâmetro que representa apenas uma dimensão de uma estrutura aproximadamente elíptica. Mas, de facto, o maior diâmetro é a medida que descreve a maior trajetória da radiação, logo aquela que impõe mais atenuação ao feixe fotónico. Para estas direções de propagação do feixe de



A

Diâmetro lateral – 402 mm

Diâmetro ântero-posterior – 237 mm

Índice de excentricidade – 0,59

SNR – 8,29

CNR – 6,08



B

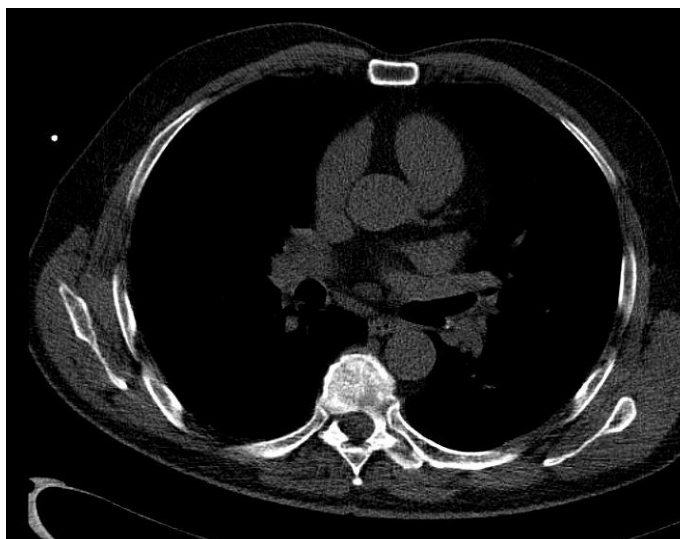
Diâmetro longitudinal – 339 mm

Diâmetro ântero-posterior – 240 mm

Índice de excentricidade – 0,71

SNR – 8,55

CNR – 5,52



C

Diâmetro longitudinal – 377 mm

Diâmetro ântero-posterior – 245 mm

Índice de excentricidade – 0,65

SNR – 7,67

CNR – 6,21

Figura 11 - Os exames têm SNR e CNR semelhantes apesar dos diâmetros longitudinais serem diferentes. No exame em que o diâmetro longitudinal é maior, o índice de excentricidade é menor, originando desta forma um somatório semelhante aos exames que têm diâmetros longitudinais menores e índices de excentricidade maiores.

radiação (raios-soma) o déficit de fótons emergentes e o menor poder de penetração irá contribuir para diminuir a intensidade do sinal reconstruído, condicionando, por isso, a qualidade global do exame.

Os restantes raios-soma também terão a sua contribuição para a imagem, e quanto maior for o menor diâmetro mais atenuados serão estes raios. A associação encontrada neste estudo entre a excentricidade e o CNR e o SNR demonstram que este parâmetro será também um bom preditor para o ajuste da tensão no tubo, (figura 10 e 11). São vários os fatores que determinam a configuração do tórax, nomeadamente a distribuição de gordura corporal e o género. Nos indivíduos obesos o tórax é mais circular que nos indivíduos não obesos; nos homens o tórax é mais elíptico e nas mulheres é mais circular, devido às diferenças na estrutura óssea entre os dois géneros e à maior quantidade de tecido mamário presente nas mulheres (figura 12).

Vadvala et al.(20) testou nas mulheres o deslocamento do tecido mamário para fora da região a irradiar, verificando que existia uma redução de um terço na dose de radiação quando comparado com homens com o mesmo IMC. Desta forma, para além de evitar a exposição de tecidos radiosensíveis, diminui as

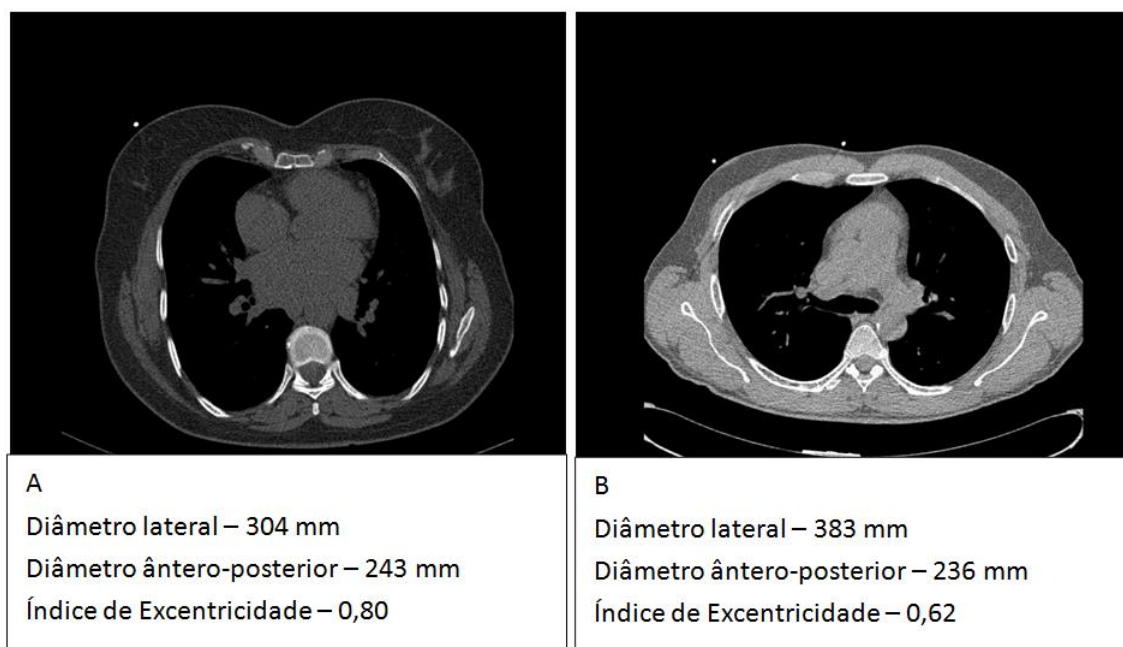


Figura 12 - Diferença entre o tórax feminino (A), mais circular, e o tórax masculino (B), mais elíptico.

dimensões do tórax, aumentando assim a qualidade da imagem e reduzindo a dose de radiação do exame.(20)

Estes dados reforçam a importância de avaliar a geometria do tórax na escolha dos parâmetros de exposição. Segundo os nossos dados, os parâmetros mais importantes a considerar serão o maior diâmetro e o índice de excentricidade. No entanto a conjugação destas 2 medidas dará uma gama de valores considerável para ter presente no decorrer do exame. Por isso, apesar destas medidas conduzirem a uma melhoria na qualidade da imagem, poderiam ser abandonadas pela complexidade na sua implementação.

Recentemente, foram publicados os resultados de estudos que demonstraram a eficiência de um *software*, que ajusta automaticamente a tensão no tubo baseado no topograma, na melhoria da qualidade da imagem e na redução da dose de radiação (21,22). Este algoritmo baseia-se na atenuação do topograma ao longo do eixo longitudinal e calcula a tensão e a corrente no tubo necessárias para uma imagem com qualidade.

A integração do diâmetro longitudinal e do índice de excentricidade neste algoritmo, ajustando automaticamente a tensão e a corrente no tubo, evitará que seja o operador a seleccionar os parâmetros de exposição, não necessitando de ter presente qual a energia utilizar para a combinação de determinado valor de eixo longitudinal e índice de excentricidade. Desta forma simplifica-se o procedimento, evitando erros ou esquecimentos, melhorando assim a qualidade da imagem ou diminuindo a dose de radiação do exame.

6. Limitações

A principal limitação deste estudo deve-se à *cohort* de inclusão retrospectiva. O estudo baseou-se em exames que sofreram um enviesamento de seleção. Foram feitas as medidas antropométricas do tórax, para determinar qual a tensão no tubo a utilizar, em exames realizados a 100 kV. Esta seleção é feita com base no IMC, limitando a avaliação das medidas a pacientes com IMC

inferior a 25. Por este motivo, a probabilidade de existirem exames com maiores dimensões torácicas é menor.

Apesar de não ter sido efetuada uma estimativa do número mínimo de participantes necessários para detetar diferenças entre os grupos, a significância estatística dos nossos resultados sugere que o tamanho da amostra foi suficiente.

7. Conclusão

Os resultados do nosso estudo sugerem que a configuração/morfologia do tórax avaliada pelo seu maior diâmetro ou pela razão entre o maior e menor diâmetros (excentricidade) são determinantes do CNR e SNR e a integração na avaliação individual contribuirá para uma melhor qualidade da imagem minimizando exposição à radiação. Para melhor entender a correlação entre a morfologia do tórax e o SNR e CNR deveriam ser feitos estudos prospetivos randomizados que comparem os parâmetros da qualidade da imagem (CNR e SNR) entre exames cuja tensão no tubo foi baseada no IMC ou nas medidas do tórax.

8. Bibliografia

1. Yusuf S, Reddy S, Ôunpuu S, Anand S. Clinical Cardiology : New Frontiers Global Burden of Cardiovascular Diseases. 2001;(C):2746–53.
2. Ohnesorge B, Flohr T, Becker C, Knez A, Reiser M. Multi-slice and Dual-source CT in Cardiac Imaging.
3. Budoff MJ, Dowe D, Jollis JG, Gitter M, Sutherland J, Halamert E, et al. Diagnostic Performance of 64-Multidetector Row Coronary Computed Tomographic Angiography for Evaluation of Coronary Artery Stenosis in Individuals Without Known Coronary Artery Disease Results From the Prospective Multicenter ACCURACY (Assessment by Coro. 2008;52(21).
4. Chow BJW, Small G, Yam Y, Chen L, Achenbach S, Al-mallah M, et al. Incremental Prognostic Value of Cardiac Computed Tomography in Coronary Artery Disease Using CONFIRM COroNary Computed Tomography Angiography Evaluation for Clinical. 2011;
5. Brenner DJ, Hall EJ. Computed Tomography — An Increasing Source of Radiation Exposure. 2007;2277–84.
6. Halliburton SS, Abbara S, Chen MY, Gentry R, Ct RTR, Mahesh M, et al. SCCT guidelines on radiation dose and dose-optimization strategies in cardiovascular CT. 2011;198–224.
7. Bischoff B, Hein F, Meyer T, Hadamitzky M, Martinoff S, Schömig A, et al. Impact of a Reduced Tube Voltage on CT Angiography and Radiation Dose. JCMG [Internet]. American College of Cardiology Foundation; 2009;2(8):940–6. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jcmg.2009.02.015>
8. Hausleiter J, Martinoff S, Martuscelli E, Catala P, Meyer TS, Hein F, et al. Image Quality and Radiation Exposure With a Low Tube Voltage Protocol for Coronary CT Angiography. 2010;3(11):1113–23.

9. Ghoshhajra BB, Engel L, Verdini D, Sidhu M, Kalra M, Brady TJ. Direct chest area measurement : A potential anthropometric replacement for BMI to inform cardiac CT dose parameters ? 2011;240–6.
10. Menke J. Comparison of different body size parameters for individual dose adaptation in body CT of adults. Radiology. 2005;236(2):565–71.
11. Schutter A De, Lavie ÀCJ, Gonzalez J, Milani ÀR V. Body Composition in Coronary Heart Disease : How Does Body Mass Index Correlate With Body Fatness ? 2011;220–5.
12. Frankenfield DC, Rowe WA, Cooney RN, Smith JS, Becker D. Limits of body mass index to detect obesity and predict body composition. Nutrition [Internet]. 2001 Jan [cited 2015 May 23];17(1):26–30. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11165884>
13. Lu C, Wang Z, Ji J, Wang H, Hu X, Chen C. Evaluation of a Chest Circumference-Adapted Protocol for Low-Dose 128-Slice Coronary CT Angiography with Prospective Electrocardiogram Triggering. 2015;16(1):13–20.
14. Kak A, Slaney M. Principles of Computerized Tomographic Imaging SIAM, 2001.
15. Hoffmann U, Nagurney JT, Moselewski F, Pena A, Ferencik M, Chae CU, et al. Coronary Multidetector Computed Tomography in the Assessment of Patients With Acute Chest Pain. 2006;
16. Abramson S. The complete guide to cardiac CT. McGraw Hill;
17. Small GR, Bch MB, Kazmi M, Robert A, Chow BJW. Established and emerging dose reduction methods in cardiac computed tomography. 2011;570–9.
18. Mulkens TH, Bellinck P, Baeyaert M, Ghysen D, Van Dijck X, Mussen E, et al. Use of an automatic exposure control mechanism for dose optimization in multi-detector row CT examinations: clinical evaluation. Radiology [Internet]. 2005 Oct [cited 2015 May 30];237(1):213–23. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16126917>

19. Jing-Lei Li, Hui Liu, Mei-Ping Huang, Zhong-Lin Zhang H-JL, Yan-Hai Cui, Ling Xue C-HL. Potentially Optimal Body Size to Adjust Tube Current for Individualized Radiation Dose Control in Retrospective ECG-Triggered 256-Slice CT Coronary Angiography. 2014;393–401.
20. Vadvala H, Kim P, Mayrhofer T, Pinykh O, Kalra M, Hoffmann U. Coronary CTA using scout-based automated tube potential and current selection algorithm , with breast displacement results in lower radiation exposure in females compared to males. 2014;4(6):470–9.
21. Mayer C, Meyer M, Fink C, Schmidt B, Sedlmair M, Henzler T, et al. Potential for Radiation Dose Savings in Abdominal and Chest CT Using Automatic Tube Voltage Selection in Combination With Automatic Tube Current Modulation. 2014;(August):292–9.
22. Ghoshhajra BB, Engel L-C, Mihaly Karolyi, Sidhu MS, Wai B, Barreto M, et al. Cardiac Computed Tomography Angiography With Automatic Tube Potential Selection Effects on Radiation Dose and Image Quality. 2013;28(1):40–8.